

基于超声回波信号的指端脉搏波提取

张浩强, 安蒙蒙, 卜朝晖, 郑政

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】脉搏波可作为检测人体心血管系统生理病理状态的重要依据。为了验证用超声波测量脉搏波的可能、解决脉搏波的测量部位受限的问题,本研究提出一种从超声回波信号中提取脉搏波的方法。设计一种跟随式超声传感器,用数据采集系统采集指端超声回波信号,经过滤波、选点及小波去噪等处理后得到较为纯净的脉搏波信号;同时采集心电信号以及光电容积脉搏波信号作为参考信号。结果表明,可以从提取的指端脉搏波中准确地获取心率;与同步测得的光电容积脉搏波数据相关系数大部分在0.8以上;波形中的重搏前波、重搏波等细节部分也能明显地表现出来。本研究提出的方法实现了从指端超声回波信号中获取完整可靠的脉搏波信号,为日后获取不同部位的脉搏信号提供了基础。

【关键词】脉搏波;超声回波信号;超声传感器;光电容积脉搏波;小波去噪

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)10-1306-06

Fingertip pulse wave extraction based on ultrasonic echo signal

ZHANG Haoqiang, AN Mengmeng, BU Zhaohui, ZHENG Zheng

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: The pulse wave can be used as an important basis for detecting the physiological and pathological states of the human cardiovascular system. In order to verify the possibility of detecting pulse waves with ultrasound and to solve the problem of restricted sites for pulse wave detection, a method of extracting pulse waves from ultrasonic echo signal is proposed. A following ultrasonic sensor was designed, and a data acquisition system was used to collect the ultrasonic echo signals at the fingertips. Pure pulse wave signals were obtained after filtering, point selection and wavelet denoising. Meanwhile, the electrocardiogram signals and the photoplethysmography signals were collected as reference signals. The results show that the heart rate can be accurately obtained from the extracted fingertip pulse wave, and that the correlation coefficient between the pulse wave signals and the photoplethysmography data measured at the same time is mainly above 0.8. Such details as dicrotic wave and dicrotic wavefront can also be displayed clearly. By the proposed method, a complete and reliable pulse wave signal can be obtained from the ultrasonic echo signals at the fingertips, which lays significant foundations for obtaining pulse signals from different sites in the future.

Keywords: pulse wave; ultrasonic echo signal; ultrasonic sensor; photoplethysmography; wavelet denoising

前言

脉搏波是在心脏周期性收缩和舒张时,血流从左心室主动脉根部出发沿着动脉系统传播而产生的,由向前波和反射波组成,隐藏着丰富的心血管生理病理信息^[1-2]。

从左心室主动脉根部出发产生的波动称为向前

波,在传播的过程中,向前波在下游不同位置的各级分支中不断反射形成反射波。大量研究及临床实测证实,年龄增长、心力衰竭、高血压以及血管舒张药物等因素会使脉搏波发生规律性改变^[3],其所体现的多方面的综合信息可作为人体心血管系统生理病理状态的重要依据,且对其他疾病的诊断也有辅助作用^[4-8]。

现阶段常用的脉搏波传感器可分为压力脉搏波传感器和光电容积脉搏波(Photoplethysmography, PPG)传感器。前者采用应变式、压电式等压力传感器将动脉搏动造成的血管内压力变化转换成便于测量的电信号,多用于测桡动脉处的脉搏波;后者利用PPG传感器将强度随着血管内血流变化而变化的光

【收稿日期】2020-03-28

【作者简介】张浩强,硕士研究生,研究方向:医学超声、生物医学电子学, E-mail: 1456712437@qq.com

【通信作者】郑政,研究员,研究方向:医学超声、生物医学电子学, E-mail: 2697818504@qq.com

信号转换成电信号,多用于测指端处的脉搏波。在实际应用中,压力脉搏波传感器灵敏度要求高、受环境因素影响大,只适用于浅表大血管检测;而PPG传感器使用方便,获得的脉搏波相对稳定可靠,但只适合使用在人体组织较薄、光线容易穿透且血管丰富的人体末梢部位,如指端、耳垂等^[9]。

超声波在人体软组织中穿透力强、可聚焦,发射及接收可通过同一个换能器实现。若能从组织超声回波信号中提取脉搏信号,那么测量部位就不会限制于上述部位,对心血管系统进行常规超声检查的同时观测临近部位的脉搏波也能成为可能。为验证从组织超声回波信号中获取脉搏波信号的可能,本研究选择指端作为初步研究对象,提出一种获取脉搏波的新方法,即基于超声回波信号的脉搏波提取。

1 指端脉搏波提取的原理

一般而言,超声与组织之间的相互作用至少包括以下3种因素:物体尺寸远大于波长的大界面对超声波的反射、折射和透射作用;物体尺寸远小于波长的小粒子对超声波的散射作用;物体对超声波能量的吸收导致超声波波幅的衰减^[10]。超声波的散射是指当超声波与尺寸远小于波长的介质相互作用时,其幅度、传播方向、相位以及频率由于介质中非均匀体(粒子或界面)的再辐射而发生变化的现象,变化情况与介质的非均匀情况有关。散射的声波是朝向四面八方的,其中能被换能器接收的散射信号称为背向散射。根据以上规律,当超声波从指腹垂直进入手指后,会因反射作用在指腹表面以及指骨表面产生两个较为明显的回波信号;由于其他组织附着,反射回波信号中还叠加有组织背向散射信号,而在这两个界面之间,会因组织背向散射而产生较小的回波信号,如图1所示。

除了两侧有指骨动脉之外,指端还含有大量的毛细血管,这些血管随着脉搏波的传播而产生周期

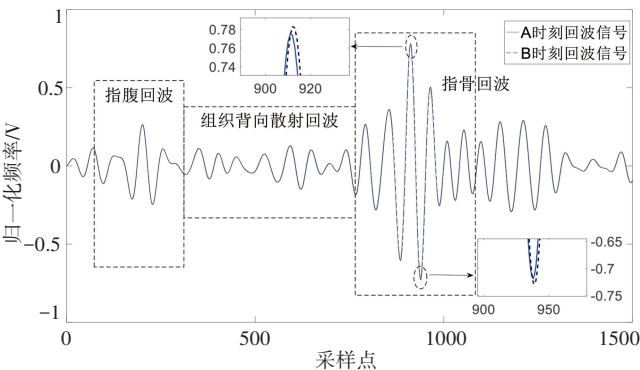


图1 指端超声回波信号
Fig.1 Ultrasonic echo signals of fingertip

性搏动,不断压迫周围组织使之产生相应的微小形变,从而造成超声回波信号的相位、幅值发生变化,如图1中局部放大所示。相位的变化由形变直接造成,反映了距离的改变;而幅值的变化是由微小组织的移动造成的。指腹与指骨之间存在许多微小组织结构,对超声波而言就是散射体,它们的位置、非均匀程度随着血管搏动而改变,从而导致散射信号之间、散射信号与反射信号之间的干涉结果发生变化。当干涉结果使得背向散射信号矢量和减小时,接收到的回波信号的幅值相应减小;当干涉结果使得背向散射信号矢量和增大时,接收到的回波信号的幅值相应增大;当在手臂处加压至指端脉搏消失时,接收到的回波信号的相位、幅值不再改变。

无论是指端形变还是散射体位置、非均匀程度的变化,都是由规律性的脉搏波波动引起的,因此对超声回波信号相位、幅值的影响也具有相似规律。若是将回波信号的相位或者幅值的变化记录下来,便能从中提取指端脉搏波信号。由于形变较微小,所以根据超声回波信号相位变化提取脉搏波需要很高的采样率,本研究选择从回波信号的幅值变化中提取脉搏波信号。

2 实验数据采集

2.1 跟随式超声波传感器的设计

综合考虑指端的外形、尺寸、易抖动等因素,为让接收的回波信号尽可能稳定,设计了一种跟随式超声传感器(图2)。跟随式是指传感器能被套在指端,以保证换能器与手指保持相对静止。

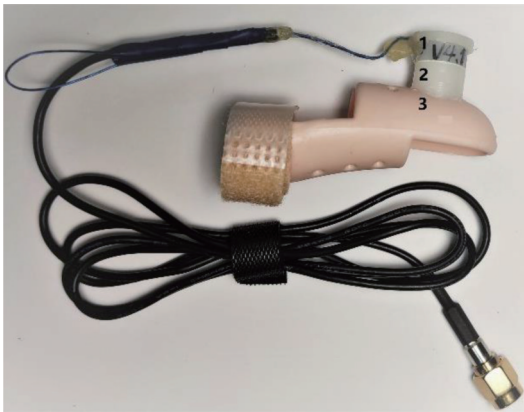


图2 跟随式超声传感器
Fig.2 Following ultrasonic sensor

图2中,1是直径11 mm、长6.5 mm的超声换能器,中心频率为2 MHz,用于发射超声脉冲信号及接收超声回波信号;2是一段10 mm长的空心管,测量时填充超声耦合剂,用于传导超声波,将回波信号从

激励信号的拖尾中分离;3是用于固定的指套,使传感器与指端保持相对静止,从而提高脉搏波信号的稳定性。

2.2 实验数据采集

人体正常的脉率一般为1.00~1.67 Hz,根据奈奎斯特采样定理及采集设备的性能,设置脉搏波的采样频率为80 Hz,超声波信号采样频率为100 MHz。

实验所用的设备包括心电采集模块(AD8232)、PPG传感器(华科电子HKG-07B)、信号发生器(Tektronix AFG3252)、脉冲发射接收仪(Olympus 5073PR)、一套双通道数据采集系统(National Instruments PXI 1033、PXI 5124)以及PC上位机(Windows 7专业版64位操作系统, intel Core i3-2120 CPU, 4 GB RAM),数据采集系统框图如图3所示。信号发生器将80 Hz、占空比为0.001%的脉冲信号传给脉冲发射接收仪,经50 Ω 匹配电路驱动传感器发射超声波信号,同时脉冲发射接收仪传给数据采集系统一个触发信号,然后等待接收回波信号。当上位机通过LabVIEW程序检测到数据采集系统接收到触发信号时,控制数据采集系统以100 MHz的采样速率采集3 000个包含发射信号和回波信号的有效数据(时长0.03 ms)存入指定文件中。

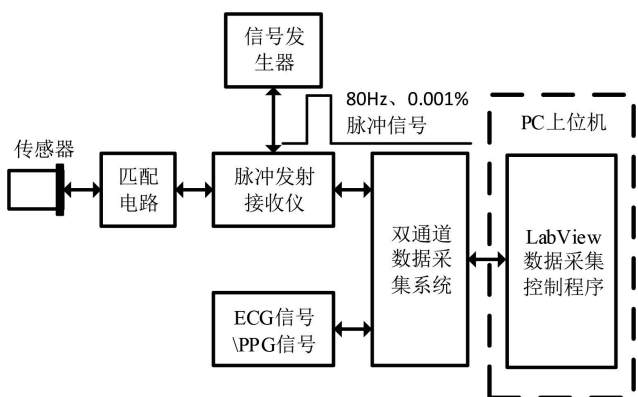


图3 数据采集系统框图

Fig.3 Block diagram of data acquisition system

选取5名实验对象进行数据采集,分别同步采集心电信号及PPG信号作为参考信号。实验对象平躺保持不动,把跟随式超声传感器套入实验对象右手中指,并将3导联心电采集装置的电极片对应地贴在实验对象的两臂及右腿上。数据采集系统的0通道连接脉冲发射接收仪,采集超声发射接收信号;1通道连接心电采集装置采集心电信号。待实验对象稳定不动后开始采集数据,每次采集4 800帧数据,时长60 s,每个实验对象采集2组数据。2次采集结束后,将心电采集装置取下,把PPG传感器夹在实验对象的左手中

指指端,数据采集系统的0通道不变,1通道改接PPG传感器采集PPG信号,同样采集2组,每次60 s。

3 实验数据处理与结果分析

数据采集实验结束后用MATLAB 2016b软件对采集的数据进行处理与分析。

3.1 实验数据处理

3.1.1 超声脉搏波信号的提取 首先用MATLAB软件的滤波器设计工具(Filter Designer)设计一个通带范围为1.5~3.5 MHz的带通滤波器,对超声波数据进行滤波可得到图4a;将虚线框A中相邻两帧展开可得到图4c,相邻两帧数据起始点时间间隔为12.5 ms。然后截取每帧数据中的超声回波信号,等间隔抽取5帧数据进行对比,检测幅值变化最明显的区域(一般在指骨回波中)。最后将每帧数据中对应区域的极大值提取出来,经归一化处理后初步得到超声脉搏波信号,见图4b(实际波形如图5a所示)。从图4a中的每帧数据提取的极大值与图4b中的每个点一一对应。若这组数据中幅值变化明显的区域为B,那么从展开的这一帧数据中提取的极大值点就对应图4b中箭头所指的点。

3.1.2 脉搏波信号、心电信号去噪 在采集脉搏波信号及心电信号的过程中会受到基线漂移、肌电干扰、带宽噪声、工频干扰等噪声的干扰^[11-13]。用于生理信号去噪的方法很多,其中小波变换在分析非线性、非平稳且奇异点较多的信号有明显优势^[14-19]。本研究选用coif5、db6这两个小波基分别对脉搏波信号、心电信号进行去噪处理:用coif5小波对脉搏波信号进行8层分解,分解后工频干扰等高频噪声主要集中在第1、2层高频尺度中,基线漂移等低频噪声主要集中在第7、8层低频尺度中,将这4层小波系数置零后进行重构得到去噪后的脉搏波信号,如图5b所示;选用db6小波对心电信号进行4层分解,分解后工频干扰等高频噪声主要集中在第1层高频尺度中,基线漂移等低频噪声主要集中在第4层低频尺度中,将这2层小波系数置零后进行重构得到去噪后的心电信号,如图5d所示。

3.2 结果分析

经过处理后,超声脉搏波信号与心电信号、PPG信号对比分别如图6a和图6b所示。

由图6a可以看出,超声脉搏信号与心电信号同周期且存在延时。统计每次实验的脉率及心率,完整的周期记为1,对于不完整的周期,用不完整周期的采样点数除单个周期的采样点数^[20];然后对实验结果进行误差分析,相对误差小于0.005,如表1所

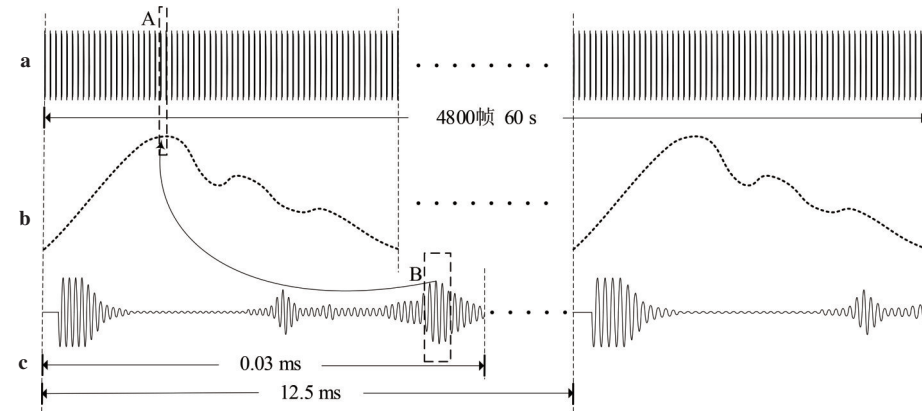


图4 超声脉搏波信号提取示意图

Fig.4 Schematic diagram of ultrasonic pulse wave signal extraction

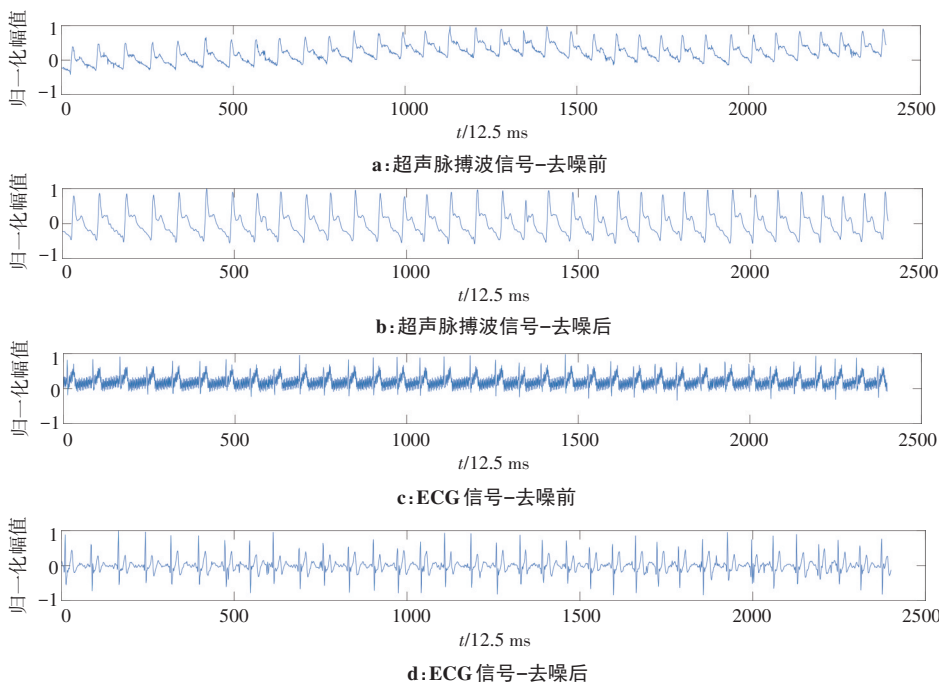


图5 超声脉搏波信号、心电信号去噪

Fig.5 Denoising of ultrasonic pulse wave signals and electrocardiogram signals

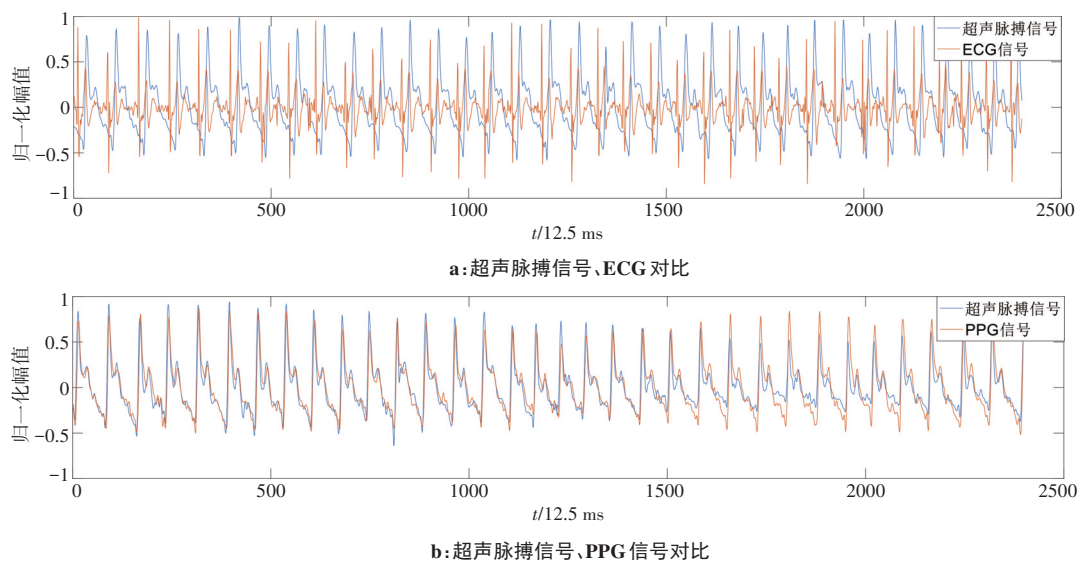


图6 超声脉搏波信号与心电信号、PPG 信号对比

Fig.6 Comparison between ultrasonic pulse wave signals and electrocardiogram signals or photoplethysmography signals

示。结果表明,用超声波测得脉搏波的节律与心率几乎一致,因此可从超声脉搏波中准确地提取心率。

表1 脉率、心率对比
Tab.1 Comparison of pulse rate and heart rate

实验对象	数据组别	脉率/次·min ⁻¹	心率/次·min ⁻¹	相对误差
1	1	66.4	66.6	-0.0030
	2	67.9	67.9	0.0000
2	1	75.0	74.8	0.0027
	2	80.4	80.4	0.0000
3	1	90.7	90.7	0.0000
	2	88.6	88.6	0.0000
4	1	79.7	79.7	0.0000
	2	80.4	80.3	0.0012
5	1	65.9	65.6	0.0045
	2	63.7	63.7	0.0000

由图 6b 可以看出,超声脉搏信号与 PPG 信号同步且波形相似,脉搏信号中的细节部分,如重搏前波、重搏波等也能比较明显地表现出来。用 MATLAB 软件的相关系数求解函数“corrcoef”,对经过去噪、归一化等处理后的每组超声脉搏波数据与 PPG 数据进行相关性分析,结果如表 2 所示。受个体差异、测试条件、数据截取影响,相关性分析结果有所不同,大多数相关系数在 0.8 以上,考虑到脉搏波提取的原理不同,这样的结果在接受范围之内。

表2 超声脉搏信号与 PPG 信号相关性分析
Tab.2 Correlation analysis between ultrasound pulse wave signals and photoplethysmography signals

实验对象	数据组别	相关系数
1	1	0.891 7
	2	0.908 2
2	1	0.775 0
	2	0.814 2
3	1	0.838 9
	2	0.763 7
4	1	0.949 0
	2	0.947 1
5	1	0.889 2
	2	0.891 5

4 结论

本研究提出一种基于超声背向散射信号提取脉搏波的方法,对指端超声回波信号经过滤波、选点、小波去噪等处理后得到较纯净的脉搏波信号,并与同步采集的心电信号、PPG 信号进行对照。结果表明,用该方法得到的指端脉搏波信号脉率与心率一致,可以从中准确地提取心率;与 PPG 信号同步且具有较好的相关性,大部分相关系数在 0.8 以上;提取的波形能比较明显地反映重搏前波、重搏波等细节部分。因此,该方法能实现从组织超声回波信号中获取完整可靠的脉搏波信号,为日后获取不同部位的脉搏信号提供基础,对辅助心血管疾病的超声诊断以及进一步研究脉搏波特征与心血管生理病理信息关系具有十分重要的意义。

【参考文献】

[1] 罗志昌,张松,杨益民. 脉搏波的工程分析与临床应用[M]. 北京: 科学出版社, 2006.
LUO Z C, ZHANG S, YANG Y M. Engineering analysis and clinical application of pulse wave [M]. Beijing: Science Press, 2006.

[2] SWAMY G, OLIVIER N B, MUKKAMALA R. Calculation of forward and backward arterial waves by analysis of two pressure waveforms [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2010, 57(12): 2833-2839.

[3] O'ROURKE M F. Time domain analysis of the arterial pulse in clinical medicine [J]. Med Biol Eng Comput, 2009, 47(2): 119-129.

[4] TAKENAKA T, KOBAYRASHI K, SUZUKI H. Pulse wave velocity as an indicator of arteriosclerosis in hemodialysis patients [J]. Atherosclerosis, 2004, 176(2): 405-409.

[5] LEE S H, CHO B H, KANG K W, et al. Role of pulse wave velocity for the diagnosis of dizziness or vertigo due to stroke[J]. J Neurol Sci, 2017, 381: 749.

[6] NEGOITA M, HUGHES A D, PARKER K H, et al. A method for determining local pulse wave velocity in human ascending aorta from sequential ultrasound measurements of diameter and velocity [J]. Physiol Meas, 2018, 39(11): 7.

[7] SUN Y, DONG Y, GAO R, et al. Wearable pulse wave monitoring system based on MEMS sensors [J]. Micromachines, 2018, 9(2): 90.

[8] 宋晓瑞, 乔爱科. 基于脉搏波检测技术的心血管健康评测[J]. 医用生物力学, 2015, 30(5): 468-473.
SONG X R, QIAO A K. Evaluation of cardiovascular health based on pulse wave detection technology [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2015, 30(5): 468-473.

[9] 黄金池. 基于红外光吸收的指端脉搏信号提取与研究[D]. 厦门: 厦门大学, 2015.
HUANG J C. Fingertip pulse wave extraction and research based on infrared absorption[D]. Xiamen: Xiamen University, 2015.

[10] 万明习. 生物医学超声学下册[M]. 北京: 科学出版社, 2010: 472-476.

- WAN M X. Biomedical ultrasound [M]. Beijing: Science Press, 2010: 472-476.
- [11] 龙雨, 朱希安. 基于小波变换的容积脉搏波信号去噪研究[J]. 科技通报, 2016, 32(1): 141-144.
- LONG Y, ZHU X A. Research on the plethysmographic pulse wave signal de-noising based on wavelet transform [J]. Bulletin of Science and Technology, 2016, 32(1): 141-144.
- [12] GARG N, RYAIT H S, KUMAR A, et al. An effective method to identify various factors for denoising wrist pulse signal using wavelet denoising algorithm [J]. Biomed Mater Eng, 2018, 29(1): 53-65.
- [13] PINHEIRO E, POSTOLACHE O, GIRÃO P. Empirical mode decomposition and principal component analysis implementation in processing non-invasive cardiovascular signals [J]. Measurement, 2012, 45(2): 175-181.
- [14] 邓宝芸, 潘燕, 孟延, 等. 基于心电和脉搏波数据融合的呼吸率估计[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(2): 211-216.
- DENG B Y, PAN Y, MENG Y, et al. Estimation of respiratory rate based on data fusion using electrocardiogram and pulse wave [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2012, 31(2): 211-216.
- [15] GAN Q, HARRIS C J. Comparison of two measurement fusion methods for Kalman-filter-based multisensor data fusion [J]. IEEE Trans Aero Elec Sys, 2001, 37(1): 273-279.
- [16] RANGAPRAKASH D, DUTT D N. Study of wrist pulse signals using time domain spatial features [J]. Comput Electr Eng, 2015, 45: 100-107.
- [17] 郑敏敏, 高小榕, 谢海鹤. 心电信号小波去噪的改进算法研究 [J]. 中国生物医学工程学报, 2017, 36(1): 114-118.
- ZHENG M M, GAO X R, XIE H H. Research on an improved algorithm for wavelet denoising of ECG [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2017, 36(1): 114-118.
- [18] 焦运良, 邢计元, 靳尧凯. 基于小波变换的心电信号阈值去噪算法研究 [J]. 信息技术与网络安全, 2019, 38(5): 62-66.
- JIAO Y L, XING J Y, JIN Y K. ECG signal threshold denoising based on wavelet transform [J]. Information Technology and Network Security, 2019, 38(5): 62-66.
- [19] KARTHIKEYAN P, RUGAPPAN M, YAACOB S. ECG signal denoising using wavelet thresholding technique in human stress assessment [J]. Int J Electr Inform Eng, 2012, 4(2): 306-319.
- [20] 雷恒波, 郭友达, 莫镜清, 等. 基于人脸视频的光电容积脉搏波信号获取与处理 [J]. 中国医学物理学杂志, 2016, 33(11): 1178-1182.
- LEI H B, GUO Y D, MO J Q, et al. Photo plethysmography signal acquisition and processing based on facial video [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016, 33(11): 1178-1182.

(编辑: 谭斯允)